

Isabel Cristina Rodrigues Vieira

**Reorganização do Controlo Postural no Acidente
Vascular Encefálico:
Ajustes Posturais Antecipatórios e *Stiffness* da
Tibiotársica**

Orientador: Professora Doutora Augusta Silva
Co-orientador: Professora Doutora Andreia Sousa

Unidade Curricular de Projeto em Fisioterapia
Mestrado em Fisioterapia
Opção Neurologia

Setembro de 2015

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Isabel Cristina Rodrigues Vieira

Reorganização do Controlo Postural no Acidente Vascular
Encefálico:
Ajustes Posturais Antecipatórios e *Stiffness* da Tibiotársica

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Neurologia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Maria Augusta Ferreira da Silva e co-orientação da Professora Doutora Andreia Sofia Pinheiro Sousa.

Setembro de 2015

Reorganização do Controlo Postural no Acidente Vascular Encefálico:

Ajustes Posturais Antecipatórios e *Stiffness* da Tibiotársica

Isabel Vieira¹, Andreia Sousa², Augusta Silva²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica de Fisioterapia

isabel.vieiraa@icloud.com¹

Resumo

Introdução: A reorganização do Sistema Nervoso após Acidente Vascular Encefálico é dependente da experiencição de diferentes tipos de *input* no âmbito da intervenção em fisioterapia. A potenciação do controlo postural (CP) nestes sujeitos é importante para organização dos ajustes posturais antecipatórios nas tarefas funcionais levantar, sentar e início da marcha e pode ser acompanhado de uma regulação do *stiffness*.

Objectivo(s): Reportar as modificações ocorridas nos tempos de inibição e ativação dos músculos solear e tibial anterior, respetivamente, nas sequências de movimento levantar, sentar e início da marcha, na linha temporal atribuída aos APA's assim como descrever as modificações ocorridas no comportamento do *stiffness* passivo da tibiotársica. **Métodos:** Foi implementado um programa de fisioterapia durante 3 meses em 5 participantes com Acidente Vascular Encefálico. Estes foram avaliados previamente à implementação do programa e após (M_0 e M_1). Foi analisada a atividade eletromiográfica dos músculos solear e tibial anterior, em ambos os membros inferiores, na linha temporal atribuída aos APA's nas referidas tarefas. O torque e a amplitude articular da tibiotársica foi monitorizada, através do dinamómetro isocinético, no movimento passivo de dorsiflexão, e registada a atividade muscular através de eletromiografia de superfície, nos músculos solear e gastrocnémio medial. **Resultados:** À exceção do músculo tibial anterior contralesional no paciente C, todos os participantes demonstraram modificações nos tempos dos músculos do membro contralesional na tarefa levantar. No membro ipsilesional todos os participantes demonstraram alterações, sem que seja possível definir uma tendência. Todos apresentaram uma diminuição do *stiffness*, embora nos participantes A e E mais evidente nas amplitudes intermédias. **Conclusão:** Entre os dois momentos de avaliação foi possível reportar modificações nos tempos de inibição dos músculos solear e nos tempos de ativação dos músculos tibial anterior na linha temporal atribuída aos APA's, no entanto mais homogéneas no membro contralesional na tarefa levantar. Em todos os participantes o *stiffness* sofreu alterações no sentido da diminuição.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico; Ajustes posturais antecipatórios; Eletromiografia; *Stiffness*; Fisioterapia.

Abstract

Background: The nervous system reorganization resulting from a stroke due to the experimentation of many different inputs within physiotherapy intervention. The potentiation of postural control in these subjects is important for the organization of anticipatory postural adjustments (APAs) in functional tasks like sit-to-stand, stand-to-sit and gait initiation and can be accompanied by a stiffness regulation. **Objective(s):** Report the modification occurred in the time of inhibition and time of activation of the soleus and tibialis anterior muscles, respectively, in the movement sequences of sit-to-stand, stand-to-sit and gait initiation in the timeline of APAs and to describe the modification occurred in the behavior of passive ankle stiffness. **Methods:** A physiotherapy program was implemented for 3 months in 5 participants after stroke. These were assessed prior to program implementation and after (M_0 and M_1). The electromyographic activity of soleus and tibialis anterior muscles, in both limbs, was analyzed in the timeline of APAs in these tasks. Torque and articular range of the tibiotarsica was monitored with an isokinetic dynamometer, through a dorsiflexion passive movement and the level of muscular activity registered with a surface electromyography on the soleus and medial gastrocnemius. **Results:** Except tibialis anterior muscle in the contralateral limb in participant C, all participants demonstrated modifications in the times of contralateral limb muscles in sit-to-stand task. In the ipsilateral limb all participants showed changes although it can not set a trend. All participants showed in general that the stiffness decreased, although in A and E participants most evident in intermediate ranges. **Conclusion:** Between the two evaluation moments was possible to report modifications in the times of soleus muscles inhibition and in the times of tibialis anterior muscles activation in the timeline of APAs, but more homogeneous in the contralateral limb in sit-to-stand task. In all participants the stiffness has changed towards decrease.

Key Words: Stroke; Anticipatory postural adjustments; Electromyography; Stiffness; Physiotherapy.

1 Introdução

O controlo motor é responsável pela regulação dos mecanismos essenciais ao movimento. Estes dependem de *inputs* sensoriais provenientes do meio e da adaptação à tarefa, repercutindo-se em *outputs* motores específicos (Graham, Eustace, Brock, Swain, & Irwin-Carruthers, 2009). Este é um dos princípios do Conceito de *Bobath*, descrito como sendo uma abordagem centrada na resolução de problemas, dando ênfase à natureza multifatorial da disfunção do movimento e da participação ativa dos sujeitos na comunidade (Graham et al., 2009; Levin & Panturin, 2011; Luke, Dodd, & Brock, 2004). Com base neste princípio fundamental, a resolução dos problemas do controlo postural (CP), no âmbito do controlo motor, requer uma compreensão dos processos inerentes à sua disfunção. De facto, segundo Genthon, Gissot, Froger, Rougier, & Perennou (2008) os acidentes vasculares encefálicos

(AVE's) podem ser referidos como aqueles onde as alterações do CP representam uma das principais disfunções.

O CP é considerado um pré-requisito para o movimento e define-se como a capacidade de controlar o corpo no espaço para efeitos de estabilidade e orientação (Carvalho & Almeida, 2008; Graham et al., 2009; Haines, 2006; Shumway-Cook & Woollcott, 2012). A sua organização depende da interação entre múltiplos sistemas, sendo fundamental a representação interna do esquema corporal, assegurada por processos sensoriomotores (Graham et al., 2009; Shumway-Cook & Woollcott, 2012). Consequentemente, a par de um conjunto de sistemas eferentes estreitamente responsáveis pela produção do CP, onde se destacam os sistemas com disposição ventro-medial, deve salientar-se a importância de uma vasta gama de *inputs* aferentes que dependem da informação proveniente dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular para a regulação do tônus postural (Graham et al., 2009; Horn, 2004; Sousa, Silva, & Tavares, 2012).

De facto, os mecanismos inerentes ao CP necessários para assumir a posição de pé e realizar diferentes sequências de movimento dependem sobretudo da atividade dos sistemas ventro-mediais, nomeadamente dos sistemas retículo-espinal e vestibulo-espinal (Miller, Klein, Suresh, & Rymer, 2014). Já existe evidência de que os sujeitos com lesão em territórios irrigados pela artéria cerebral média (ACM) decorrente de acidente vascular, a um nível sub-cortical, nomeadamente na cápsula interna, têm probabilidade de apresentar lesão estrutural nas conexões neuronais entre o córtex e a formação reticular (córtico-reticular), interferindo com o *output* do sistema retículo-espinal, o que poderá justificar a alteração na organização e modulação do tônus postural (Haines, 2006; Matsuyama et. al, 2004; Westlake & Nagarajan, 2011). Devido à disposição bilateral do sistema retículo-espinal justificam-se alterações no âmbito do CP tanto no lado contralesional como no ipsilesional (Westlake & Nagarajan, 2011; Silva et al., 2013).

Como o CP depende da interação entre os sistemas neural e músculo-esquelético (Carvalho & Almeida, 2008; Graham et al., 2009), a par das alterações de carácter neural (Gracies, 2005b; Graham et al., 2009), também são identificadas alterações biomecânicas nas estruturas adjacentes (Gracies, 2005a). As de carácter neural podem ser identificadas através das alterações do padrão de recrutamento muscular e dos tempos de ativação muscular (Slijper, Latash, Rao, & Aruin, 2002). Assim, esta interdependência entre os aspectos neurais e biomecânicos, em duplo sentido, justificam em parte o aumento da resistência oferecida pelos músculos e outras estruturas intra e extrarticulares ao alongamento passivo (Aquino,

Gonçalves, Fonseca, & Mancini, 2004; Blackburn, Padua, Riemann, & Guskiewicz, 2004; Gabriel et al., 2008; Lamontagne, Malouin, & Richards, 2000; Svantesson, Takahashi, Carlsson, Danielsson, & Sunnerhagen, 2000). À periferia, esta alteração pode ser investigada através da variação do *stiffness* passivo (Cenciarini, Loughlin, Sparto, & Redfern, 2010), podendo ser identificada em sujeitos pós-AVE (Given, Dewald, & Rymer, 1995; Gracies, 2005), principalmente nos músculos flexores plantares (Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009; Lamontagne et al., 2000). De facto, em indivíduos com lesão do Sistema Nervoso Central (SNC), vários estudos apontam para um aumento da resistência ao movimento passivo de dorsiflexão devido a um aumento da tensão dos flexores plantares (Fimland et al., 2011) não se verificando contudo um aumento da sua atividade eletromiográfica. Isto sugere uma possível alteração dos componentes biomecânicos como consequência das alterações das propriedades das fibras musculares (Lamontagne et al., 2000).

De facto, a capacidade de modulação da tensão dos flexores plantares permitindo o seu alongamento é fundamental para uma transferência de carga no sentido anterior (Lamontagne et al., 2000; Raine et al., 2009) inerente a múltiplas fases das tarefas funcionais. De salientar que a fase preparatória para o início da marcha e para as sequências de movimento levantar e sentar depende desta habilidade inerente à regulação da tensão muscular. Este processo depende da capacidade de recrutar ajustes posturais antecipatórios (APA's) (Aruin, 2002; Aruin & Shiratori, 2003; Ruget, Blouin, Teasdale, & Mouchnino, 2008), considerado um pré-requisito para as referidas tarefas, estando frequentemente comprometidos após AVE (Bishop, Brunt, Pathare, Ko, & Marjama-Lyons, 2005; Camargos, Rodrigues-de-Paula-Goulart, & Teixeira-Salmela, 2009; Cheng, Chen, Wang, & Hong, 2004).

Na intervenção destes sujeitos, no âmbito da reabilitação neurológica, ainda existe uma forte tendência para considerar esta resistência oferecida ao alongamento passivo como sendo espasticidade (Willerslev-Olsen, Lorentzen, Sinkjaer, & Nielsen, 2013). Com base nesta percepção são frequentemente selecionados procedimentos potencialmente direccionados para a redução deste parâmetro passivo do CP (Graham, 2009). Esta prática enquadra-se numa abordagem terapêutica direccionada para a compensação em que é dado ênfase, entre outras, à abordagem ortopédica, que consiste no estiramento e técnicas para fortalecer o lado afetado (Kollen et al., 2009), assim como estratégias que apostam na inibição da atividade muscular através da administração de toxina botulínica (Lorentzen et al., 2010; Teasell, Foley, Pereira, Sequeira, & Miller, 2012).

Importa mudar esta percepção e por isso a pertinência de estudos que, em contexto clínico, face à identificação de problemas no âmbito do CP e com aumento do *stiffness* passivo, explorem a modificação do comportamento de variáveis relacionadas com a organização do CP face à aplicação de estratégias ativas de intervenção em fisioterapia.

Assim, face a uma intervenção em fisioterapia baseada no Conceito de *Bobath* pretendeu-se reportar as modificações ocorridas nos tempos de ativação dos músculos tibial anterior e nos tempos de inibição dos músculos solear ipsilesional e contralesional, na linha temporal atribuída aos APA's, nas sequências de movimento levantar, sentar e início da marcha. Foi objetivo também observar as modificações ocorridas no comportamento do *stiffness* passivo da tibiotársica.

2 Métodos

2.1 Amostra

Cinco participantes com história de um acidente vascular encefálico único e unilateral, de etiologia isquémica, com envolvimento da ACM num nível sub-cortical, confirmado por tomografia axial cerebral computadorizada (Camargos et al., 2009) participaram neste estudo.

Todos os participantes apresentavam pontuação inferior a 28 na escala *Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke* (FM) (Camargos et al., 2009; Lamontagne, Malouin, Richards, & Dumas, 2002) e aumento da tensão muscular, confirmada pela Escala de *Tardieu*, no membro inferior (MI) contralateral à lesão. Também se assegurou que os sujeitos não apresentavam histórico de lesões músculo-esqueléticas nos últimos seis meses e/ou intervenção cirúrgica aos MI's (Ashford & De Souza, 2000; Cheng et al., 2004; Dehail et al., 2007), nem limitações mecânicas que interferissem com o movimento passivo de flexão plantar (FP) e dorsiflexão (DF) na posição de sentado com extensão do joelho (Chou et al., 2003). Garantiu-se um nível cognitivo preservado, confirmado pela escala *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) (Freitas, Simões, Martins, Vilar, & Santana, 2010).

Objetivos funcionais dos sujeitos face ao processo de reabilitação

No âmbito do processo da reabilitação neuro-motora os participantes foram questionados acerca dos seus objetivos funcionais e expectativas face ao mesmo. À exceção do sujeito E, todos referiram a melhoria do padrão de marcha. Além desse principal objetivo, referiram

também vontade de retomar os seus *hobbies* como a caminhada (sujeito A) e de se tornarem mais independentes nas atividades de vida diária incluindo na higiene pessoal (sujeito C).

Segue-se a caracterização dos participantes e respetivas áreas de lesão decorrentes do AVE (Tabela 1).

Tabela 1 – Caracterização e área de lesão dos participantes.

Sujeito	Género	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (metros)	Membro CONTRA	Tempo de Evolução (meses)	Área de Lesão
A	F	39	64,51	1,70	Dir.	21 meses	Cortico-subcortical fronto- operculo-insular esq.
B	M	61	87,19	1,76	Esq.	6 meses	Lenticulo-capsular interna anterior dir.
C	F	38	62,53	1,63	Esq.	18 meses	Lentico-capsular dir.
D	M	47	95,49	1,76	Esq.	31 meses	Lenticulo-capsulo-radiato dir.
E	M	37	75,76	1,85	Dir.	30 meses	Cortico-subcortical fronto- temporo-parieto-insular dir.

*Legenda: Género: M-Masculino e F-Feminino; Idade: em anos; Peso em kg; Altura em metros; Membro CONTRA - membro contralesional: Dir.-Direito; Esq.-Esquerdo; Tempo de evolução: em meses.

2.2 Instrumentos

2.2.1 Escalas

Com o objetivo de avaliar o comprometimento dos MI's, foi aplicada a escala FM, validada e adaptada à realidade portuguesa por Santos, Cabri, & Pascoalinho em 2002. Esta validação englobou a avaliação da validade de conteúdo através da análise de fidedignidade interobservador ($n=31$, $\rho=1,000$ e $0,999$ [0,000]), a consistência interna ($n=15$, $\alpha=0.9330$) e através da sensibilidade à mudança ($n=31$, Kolmogorov-Smirnov =0,515 [0,953]).

Para identificação clínica do aumento da tensão muscular foi utilizada a escala de *Tardieu*. É caracterizada como um instrumento adequado e preciso (Gracies, 2005b), com excelente confiabilidade intra e inter-observador (Gracies et al., 2010). Apresenta vantagens de especificidade e sensibilidade relativamente à Escala de *Ashworth* (Gracies et al., 2000), escala mais frequentemente utilizada para quantificar tónus muscular (Haugh, Pandyan, & Johnson, 2006; Montgomery & Connolly, 2003).

Para avaliação cognitiva foi utilizada a escala MoCA. Esta foi desenvolvida para a avaliação das formas mais ligeiras de declínio cognitivo (Freitas et al., 2010) englobando funções cognitivas como a função executiva, atenção, a percepção visual/construção e a memória tardia (Dong et al., 2010). Apresenta características psicométricas fiáveis com uma excelente consistência interna ($\alpha=0,94$), excelente estabilidade temporal dos resultados teste-reteste [$r=0,85$ ($p<.01$; intervalo médio de 33,5 dias)] a perfeitas ($r=1,00$) (Freitas et al., 2010).

2.2.2 Eletromiografia de Superfície

Na recolha de eletromiografia (EMG) de superfície foram utilizados dois sistemas. Na recolha do *stiffness* utilizou-se o sistema Biopac MP100 Workstation (Biopac Systems Inc., Sede em AeroCamino, Goleta, California, EUA). Utilizaram-se elétrodos ativos de superfície circular, TSD150B, de cloreto de prata (AgCl), com diâmetro de 11,4mm, impedância de entrada de 100M Ω e CMRR (*Common-mode rejection ratio*) de 95 dB. (Correia & Mil-Homens, 2004). Este trata-se de um instrumento preciso e válido para a quantificação da atividade muscular do solear (SOL) e gastrocnémio medial (GM) (Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004).

Nas recolhas de EMG das tarefas funcionais, utilizou-se o sistema *wireless* BioPlux Research (Plux® Lda., Portugal) com impedância de entrada de 100M Ω e 110 dB. Foram utilizados elétrodos adesivos Dahlausen 505 de cloreto de prata (AgCl), de tamanho de 10 mm e forma circular, com uma configuração bipolar e distância de 20 mm entre as duas superfícies de deteção (Correia & Mil-Homens, 2004; Loram & Lakie, 2002).

Em todas as recolhas de EMG a impedância cutânea foi avaliada através do medidor Noraxon® (Noraxon, Scottsdale Arizona) (Correia & Mil-Homens, 2004) e os sinais da EMG foram analisados no Analysis Software Acqknowledge® versão 3.9 (*sampling*: 1000 Hz) (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, USA).

2.2.3 Dinamómetro Isocinético

No sentido de recolher dados quanto à velocidade, torque e posição angular da tibiotársica (TT) no movimento passivo de DF, foi utilizado um dinamómetro isocinético da marca e modelo Biodex System 4 Pro® (Biodex Medical Systems, Inc. Sede em Ramsay Road Shirley, New York 11967-4704, USA), ligado ao sistema Biopac MP100. Segundo Drouin et. al (2004), este instrumento é válido e fiável, com um ICC=0,97.

De modo a garantir a posição neutra da articulação TT na alavanca do dinamómetro isocínético, foi utilizado um goniómetro universal com erro padrão de medição de 5° (Loram & Lakie, 2002). Este instrumento trata-se da medida de “padrão ouro” nas mensurações articulares, apresentando um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) excelente (0,91 a 0,97) (Venturini, André, & Aguila, 2006).

2.2.4 *Plataformas de Forças*

Para registo das forças de reação ao solo (FRS) nos componentes anteroposterior (Fx), mediolateral (Fy) e vertical (Fz) dos planos sagital (Mx), frontal (My) e horizontal (Mz) foram utilizadas duas plataformas de forças (PF's) Bertec® embutidas no solo (Bertec Corporation, modelo FP4060-10 e FP4060-08, com sede em 6185 Huntley Road, Suite B, Columbus, OH 43229, EUA), conetadas a um amplificador Bertec AM6300 com uma frequência de amostragem de 1000Hz. Os dados da PF foram adquiridos através do sistema *Qualisys Track Manager* (Qualisys AB, com sede em Packhusgatan 6, Gothenburg – Sweden) (Sousa, Silva, & Santos, 2015).

2.3 *Procedimentos*

2.3.1 *De avaliação*

O processo de avaliação decorreu em dois momentos distintos, um momento inicial (M_0) e um em M_1 , cerca de três meses após M_0 . Todos os procedimentos foram realizados em local calmo e sem ocorrências que pudessem perturbar os participantes no estudo. Previamente foi dada uma breve explicação a cada participante quanto aos objetivos do estudo e procedimentos que seriam realizados, permitindo também que expusessem as suas dúvidas. Foi pedido que realizassem todas as tarefas à sua velocidade habitual.

2.3.1.1 *Clínica*

Nos procedimentos de avaliação clínica todos os participantes se encontravam vestidos de calções e sem calçado. Foram aplicados os referidos instrumentos e foi realizada a avaliação dos componentes neuro-motores por dois fisioterapeutas com experiência clínica na área da reabilitação neurológica e conhecimento do Conceito de *Bobath*, sob supervisão de uma especialista da área.

A avaliação contemplou a análise dos componentes do movimento e o *handling*, cujo objetivo é influenciar a capacidade e a resposta do indivíduo ao *input*. Foi registada em vídeo e centrou-se nas sequências e qualidade da ativação muscular, padrões de movimento, fatores

biomecânicos como os alinhamentos ósseos, e interação e inter-relação entre os diferentes segmentos corporais e a gravidade. Esta permitiu inferir acerca da percepção do corpo no espaço e da sua relação com o meio envolvente, das capacidades de resolução de novos problemas e do reportório motor (Gjelsvik, 2008). A identificação do principal problema a resolver permitiu a elaboração da hipótese clínica bem como o plano de intervenção para cada participante (Gjelsvik, 2008; Raine et al., 2009).

2.3.1.2 *Em laboratório*

Os procedimentos de avaliação em laboratório foram realizados no Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana (CEMAH) na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP).

Todos os participantes realizaram as recolhas vestidos com calções e, quando necessário, utilizaram calçado com tamanho adequado e com uma base com cerca de 1,5 cm de altura (Nag, P., Nag, A., Vyas, & Shukla, 2011).

2.3.1.2.1 *EMG*

Na recolha de EMG, de modo a garantir que a impedância da pele fosse preferencialmente menor ou igual a 5K Ω , foram realizados todos os procedimentos relativos à sua preparação, de modo a minimizar a resistência à passagem do sinal. Procedeu-se à remoção da superfície morta da pele e de todos os elementos não condutores, com uma lixa abrasiva, seguindo-se a limpeza da mesma com álcool e algodão. (Fimland et al., 2011). As referências anatómicas para colocação dos elétrodos referentes aos músculos solear (SOL), gastrocnémio medial (GM) e tibial anterior (TA) encontram-se na tabela 2 e a sua localização foi confirmada através da palpação do ventre muscular (Camargos et al., 2009; Cheng et al., 2004; Correia & Mil-Homens, 2004; Lamontagne et al., 2000; Riemann, DeMont, Ryu, & Lephart, 2001)

Tabela 2: Referências anatómicas utilizadas para a colocação dos elétrodos na EMG.

Músculo	Local de Colocação do Eléttrodo
SOL	2 cm distalmente ao bordo inferior do ventre muscular do GM e 2 cm medialmente à linha média posterior da perna.
GM	Protuberância mais proeminente do músculo.
TA	1/3 da linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior do maléolo medial.
Eléttrodo Terra	Rótula.

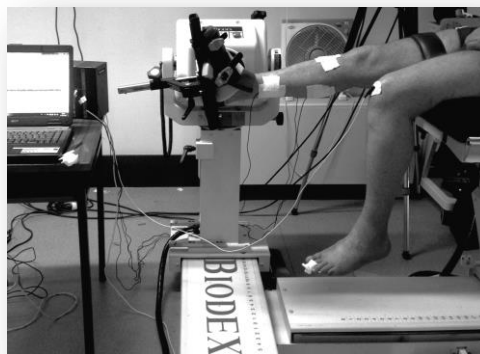
2.3.1.2.2 *Stiffness*

Para cada participante foi adotado o conjunto postural de sentado com estabilização lateral do tronco, 90° de flexão da coxo-femural (CF), 0° de extensão do joelho e posição neutra da TT (Chen & Zhou, 2011; Riemann et al., 2001; Vattanasilp, Ada, & Crosbie, 2000). Os participantes foram informados quanto à impossibilidade de resistirem ou auxiliarem o movimento da alavanca, assim como informarem caso sentissem qualquer dor ou desconforto. (Riemann et al., 2001).

Foram realizados três ensaios para cada indivíduo sem alterar a posição inicial, sendo que cada participante permaneceu sempre com o maléolo lateral alinhado com o eixo de rotação do aparelho e o pé fixo na base do dinamômetro isocinético (Loram & Lakie, 2002; Vattanasilp et al., 2000).

Uma vez que quanto menor a velocidade do movimento, menor é a probabilidade de desencadear o reflexo miotático, os movimentos passivos de flexão plantar e dorsiflexão foram registados a três velocidades constantes – 5°/s, 1°/s e 0,25°/s. A máxima utilizada foi 5°/s uma vez que é aquela que, em indivíduos saudáveis, não desencadeia este reflexo (Leite et al., 2012; Rydahl & Brouwer, 2004)

Figura 1: Posicionamento adotado para o MI durante a recolha de *stiffness*.



2.3.1.2.3 *Tarefas Funcionais*

Previamente ao início das recolhas foi referido qual o comando verbal para a realização das tarefas. Foi também solicitado que os participantes as realizassem à sua velocidade habitual sem utilizar os membros superiores ou mover os pés entre repetições (Dubost, Beauchet, Manckoundia, Herrmann, & Mourey, 2005) enquanto mantinham uma referência visual a cerca de 2 metros de distância (Silva et al., 2012). Foram realizadas as repetições necessárias

de modo a obter três ensaios válidos tendo sido garantido um intervalo de pelo menos um minuto entre as repetições (Camargos et. al, 2009).

Para a sequência de movimento de sentado para de pé foi tido em consideração a posição de partida com os seguintes pressupostos: 1) posição de sentado, sem apoio do tronco e com os membros superiores ao longo do corpo; 2) 2/3 do fémur em contato com a superfície de apoio; 3) altura do assento ajustada a 100% do comprimento da perna; 4) pés à largura das CF's e sobre as PF's (Camargos et al., 2009; Cheng et al., 2004; Chou et al., 2003). Na sequência de movimento de pé para sentado cada participante assumiu a posição de pé, que manteve durante 60 segundos (Dubost et al., 2005). Para a recolha do início da marcha foram tidas considerações idênticas à tarefa anterior. Não foram dadas explicações adicionais para que esta tarefa não ficasse condicionada (Burnett, Campbell-Kyureghyan, Naira, Cerrito, & Quesada, 2011; Dessery, Barbier, Giller, & Corbeil, 2011).

2.4 Análise de Dados

2.4.1 EMG

Todos os traçados eletromiográficos foram processados através do *software* de análise Acqknowledge® (versão 3.9) e filtrados a uma *bandpass* de 20 a 500 Hz (Billot, Simoneau, Van Hoecke, & Martin, 2010; Lamontagne et al., 2000). Posteriormente foi feita uma integração com uma janela de 100 amostras (Lorentzen et al., 2012).

2.4.2 Stiffness

No *software* de análise Acqknowledge® 3.9, foram integrados os dados obtidos no dinamómetro isocinético com a atividade EMG, de forma a obter os dados relativos à posição angular e torque nos momentos em que não houve aumento do sinal EMG do SOL e GM em relação ao sinal obtido em repouso.

Definiu-se que não ocorreu variação do sinal eletromiográfico quando este foi inferior à média mais três desvios padrão ($M+3DP$) do máximo obtido durante o movimento passivo, durante pelo menos 50ms. Nos intervalos em que não se verificou esta condição não foi calculado o *stiffness* (Hodges & Bui, 1996).

Este foi quantificado através do declive da função relativa ao torque e posição angular da TT, durante o movimento passivo de DF. Inicialmente, para cada ensaio, este foi calculado através de um gráfico de dispersão no *software* Microsoft Office Excel, cuja função polinomial de quarto grau $F(x) = ax^4+bx^3+cx^2+dx+e$ permitiu relacionar a posição angular

da $TT(x)$ com o torque ($F(x)$). Como o *stiffness* corresponde à derivada da referida função, calculou-se $F'(x) = 4ax^3 + 3bx^2 + 2cx + d$, obtendo os seus valores para cada posição angular.

Por fim, com os valores válidos de *stiffness* para cada velocidade (sem aumento da atividade muscular em resposta ao alongamento passivo) foram criados gráficos que expressam a sua linha de tendência. Assim, é possível observar o seu comportamento desde a amplitude máxima à mínima, válida para cada recolha. A amplitude utilizada é a individual de cada sujeito e não foram selecionadas amplitudes standard.

2.4.3 *Tempos de inibição do solear e de ativação do tibial anterior*

O início das sequências de movimento de sentado para de pé e de pé para sentado, com recurso às PF's, foi identificado através do componente anteroposterior da força de reação ao solo (FAP). As diferentes fases da primeira sequência referida distinguiram-se com base na FAP, em que o seu máximo representa a transição entre o momento de flexão (1ª sub-fase) e o momento da transferência de carga no sentido anterior (2ª sub-fase) (Bishop et al., 2005).

Assim, o início da sequência de movimento de sentado para de pé (T_0) foi definido como o intervalo de tempo, de pelo menos 50 ms, em que o valor da FAP foi superior ou inferior à média da atividade muscular basal mais três desvios padrão ($M+3DP$) (Bishop et al., 2005; Silva et al., 2012). O T_0 da sequência de pé para sentado definiu-se como o intervalo de tempo em que o sinal excedia a $M+3DP$ durante pelo menos 50ms. Considerou-se o final das fases o intervalo de tempo em que a FAP mudou de direção.

Relativamente ao início da marcha, os dados da primeira PF foram processados com uma *highpass* de 10 Hz, tendo-se normalizado os valores de acordo com o peso do sujeito (Turns, Neptune, & Kautz, 2007). O início do movimento foi definido através do cálculo do deslocamento do centro de pressão no sentido anteroposterior ($CoPx$), que relaciona a força vertical e o momento de força de cada ensaio ($CoPx = My/Fz$). Assim definiu-se T_0 como o início do intervalo de tempo em que o valor do $CoPx$ foi superior a $M+3DP$ durante pelo menos 50 ms (Sousa et al., 2015).

No cálculo do tempo de ativação do TA e de inibição do SOL foi considerado o intervalo de -450 a -500 ms antes do início do movimento para análise da média e desvio padrão. O início da atividade muscular do TA foi definido como o intervalo de tempo, de pelo menos 50 ms, em que o valor do sinal excedeu a soma da atividade basal em três desvios padrão. Por outro lado, o início da inibição do SOL foi definido como o intervalo de tempo, de pelo menos 50ms, em que o valor do sinal foi inferior ao calculado (Sousa et al., 2015).

Posteriormente foi calculada a média dos valores obtidos em três ensaios válidos (Wagner, Dromerick, Sahrman, & Lang, 2007).

2.5 Intervenção

Figura 2: Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao participante A.

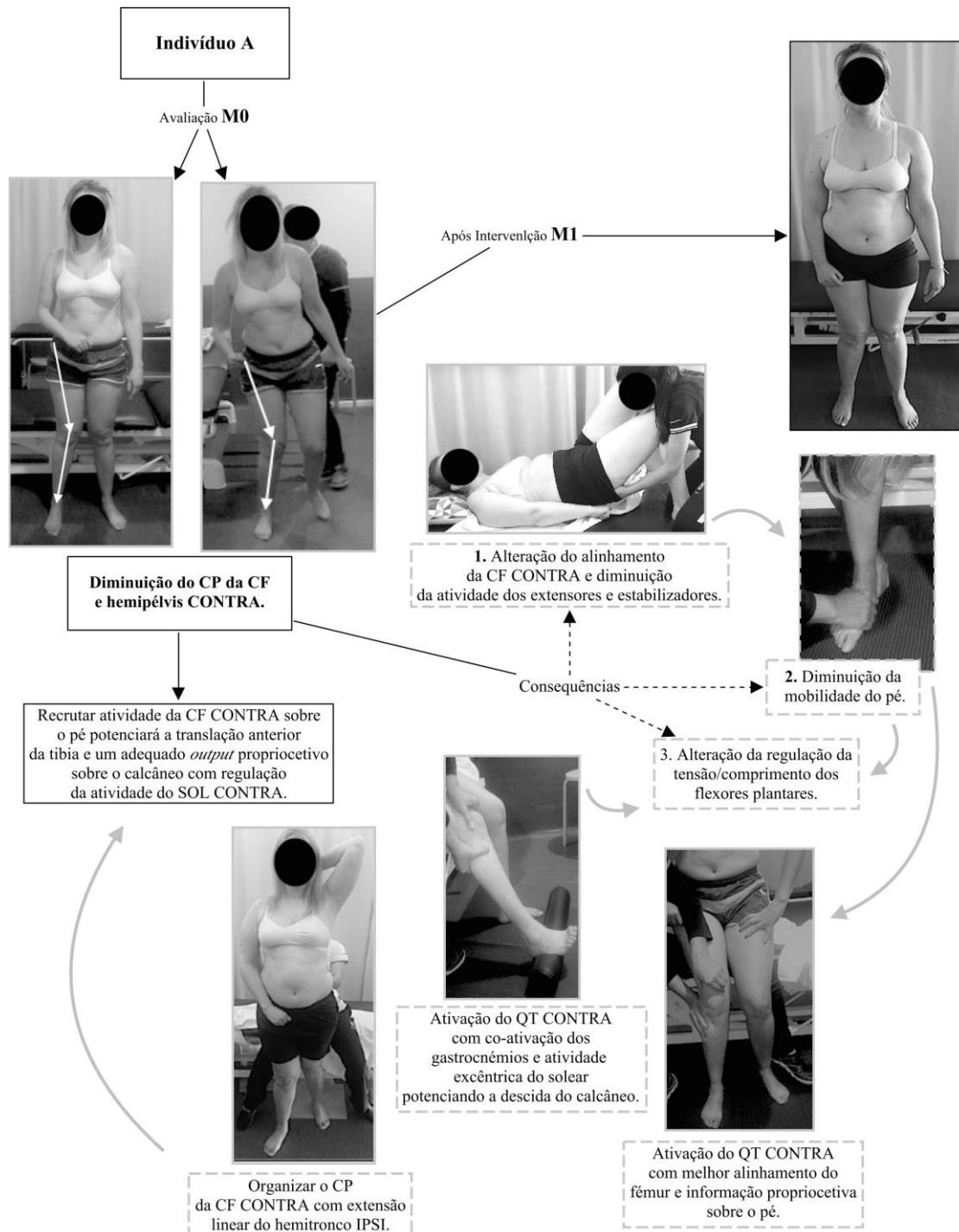


Figura 3: Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao participante B.

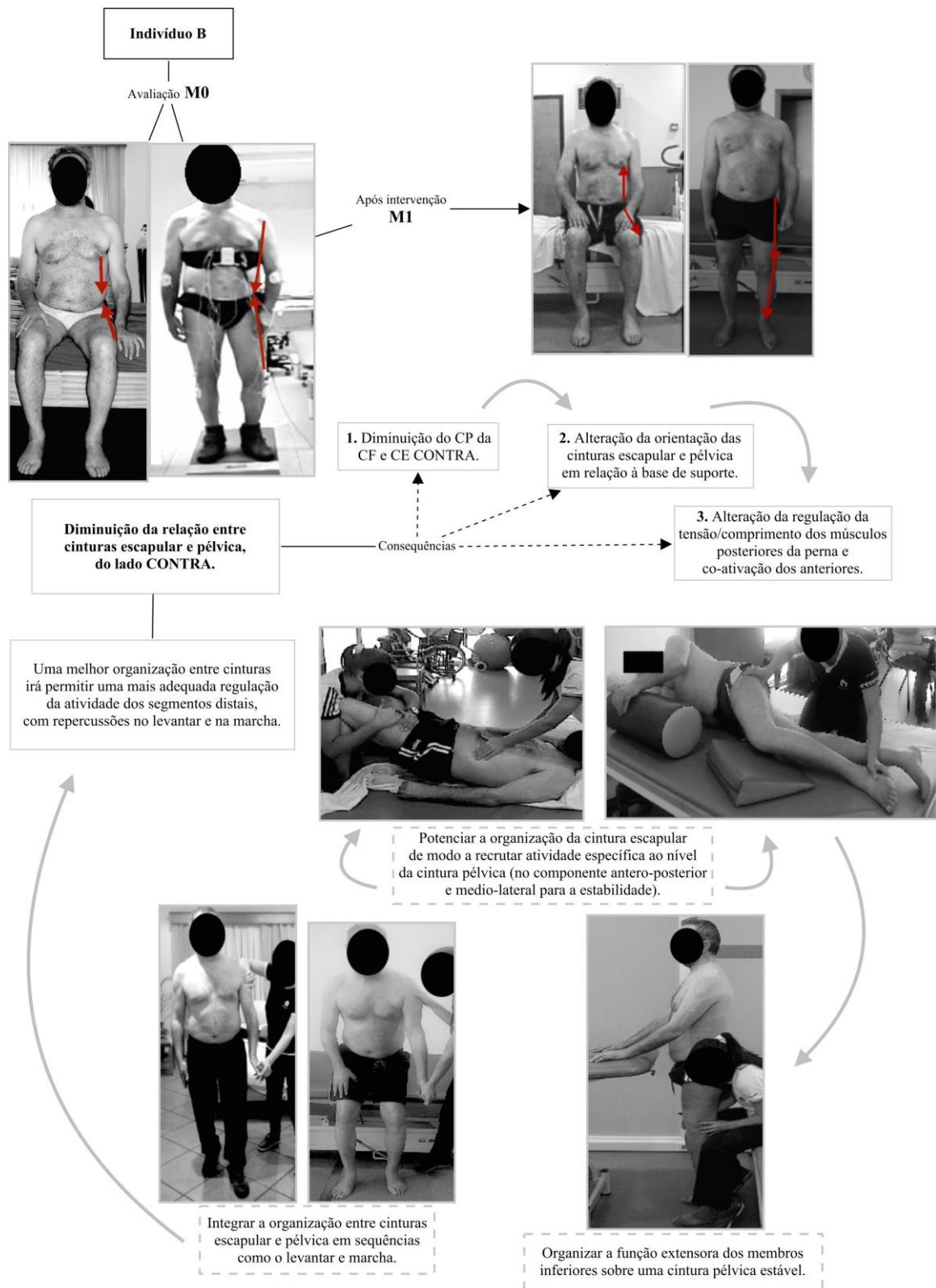


Figura 4: Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao participante C.

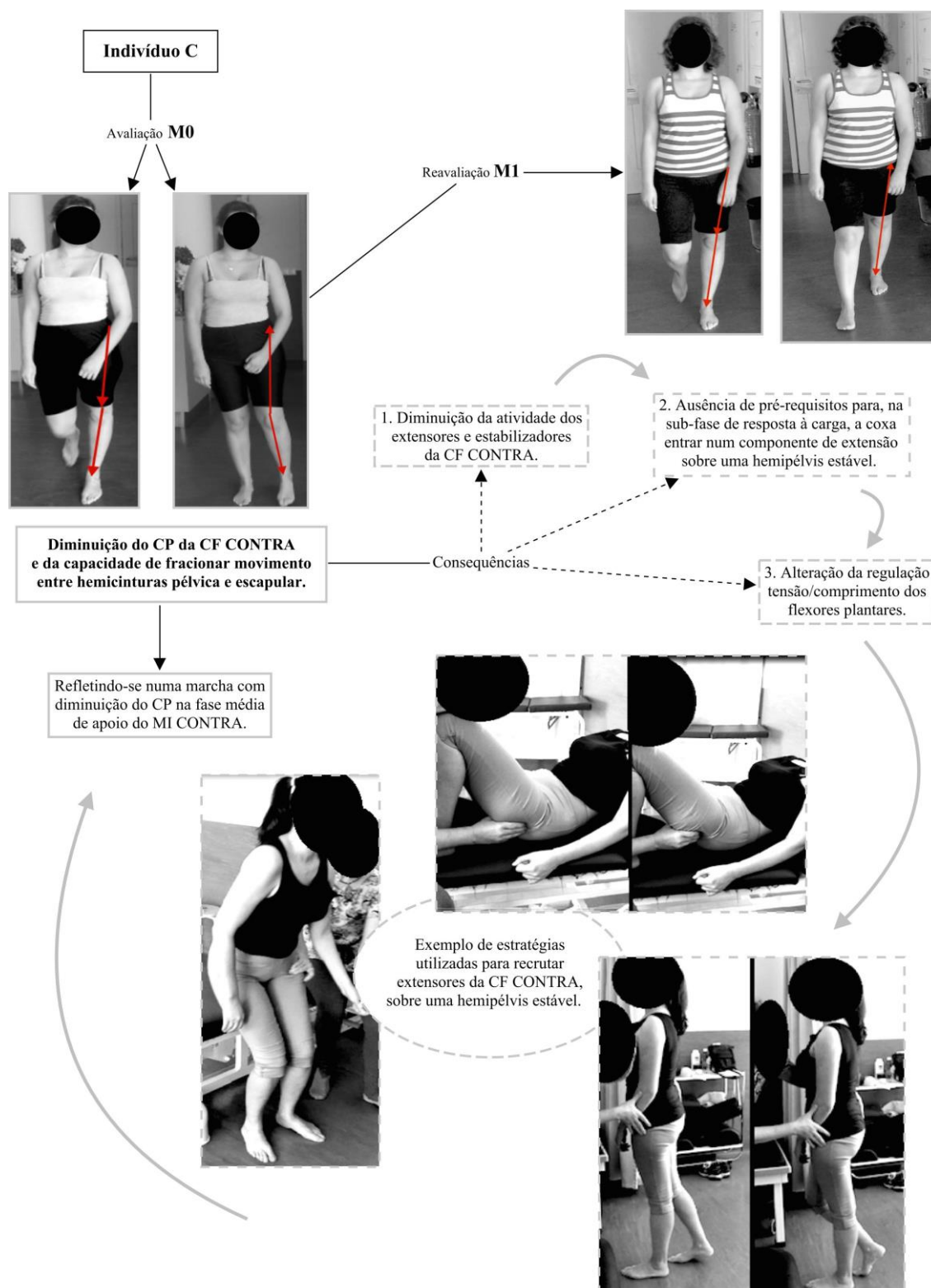


Figura 5: Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao participante D.

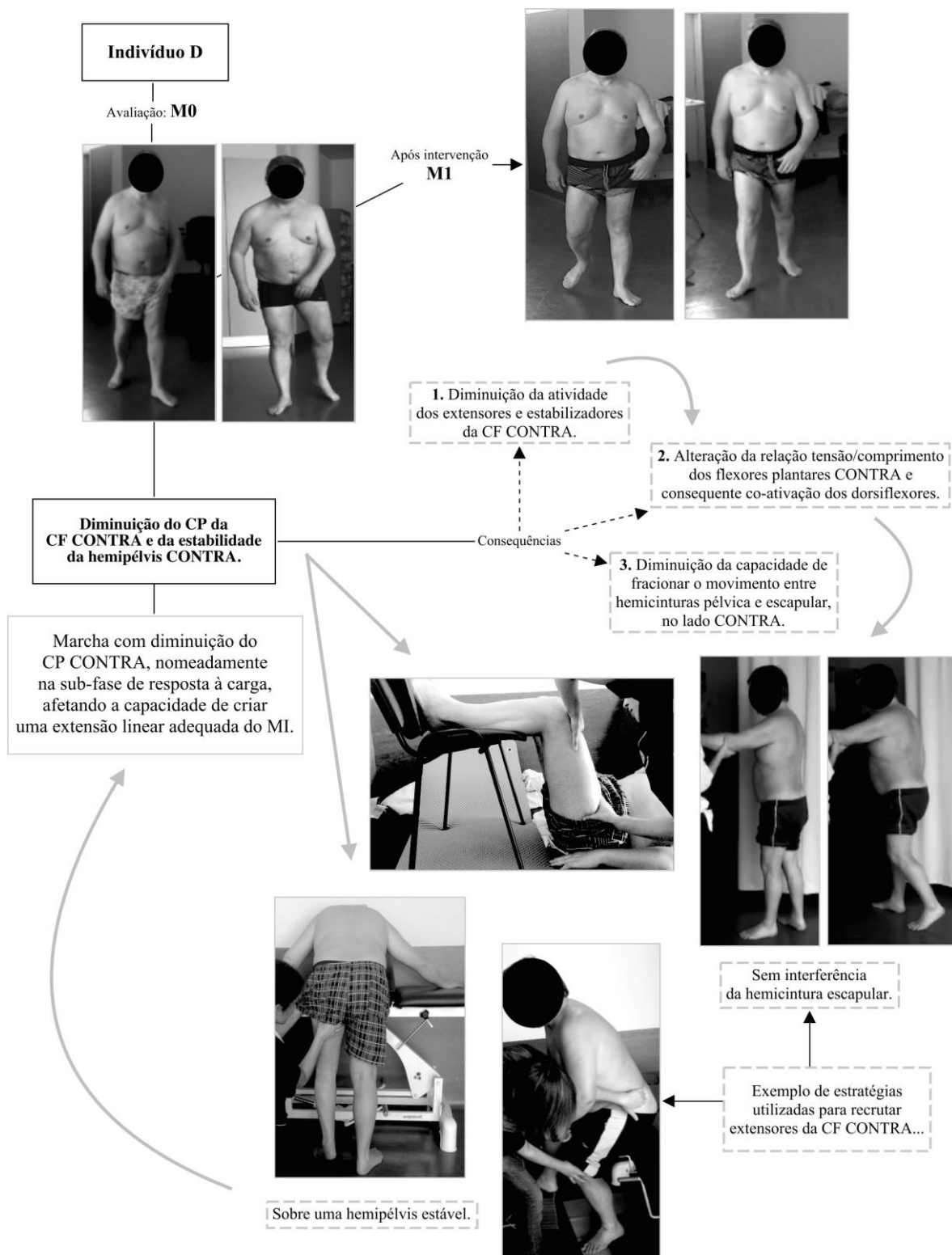
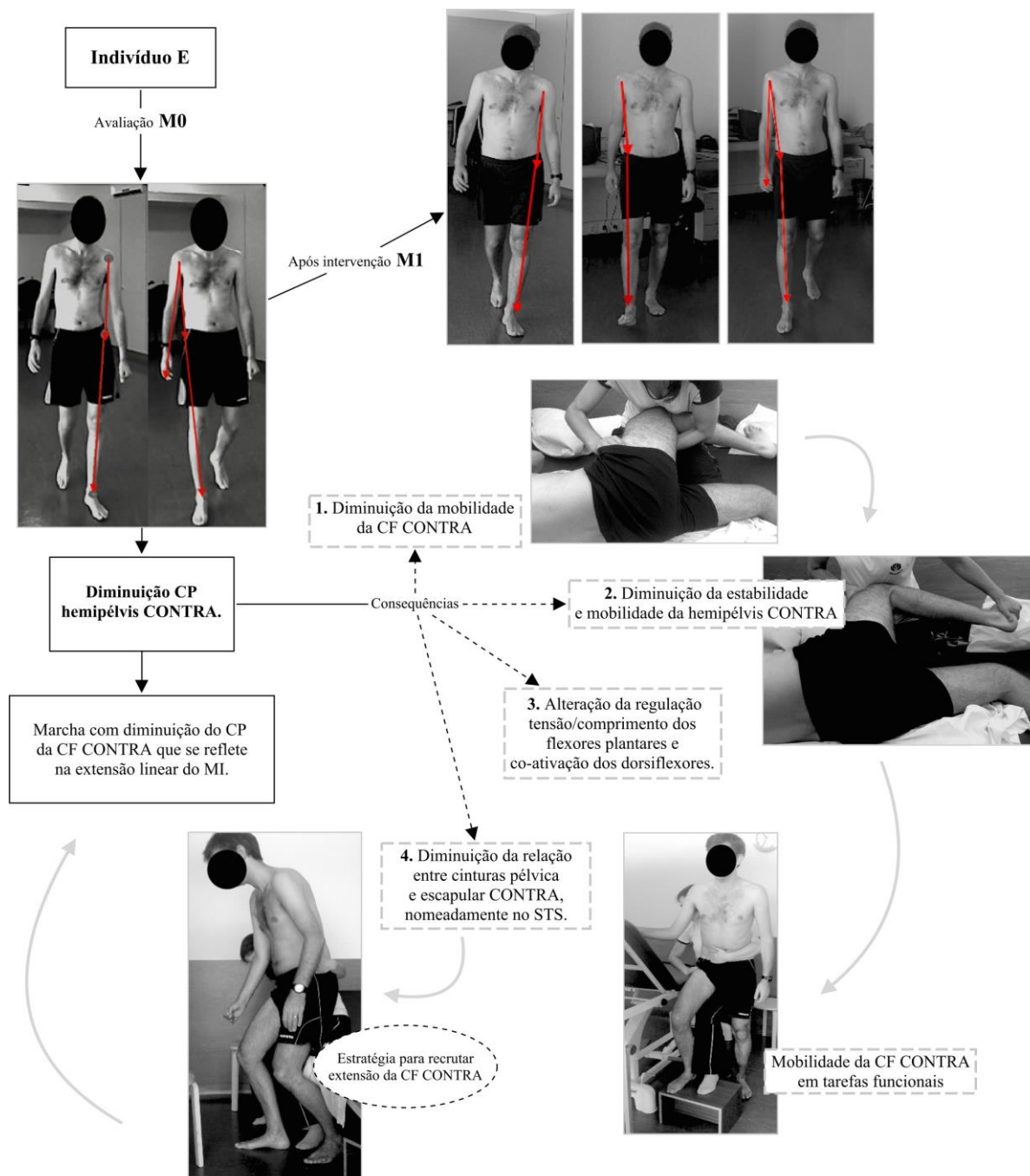


Figura 6: Esquema representativo do raciocínio clínico relativo ao participante E.



2.6 Ética

O presente estudo está integrado no projeto “Reorganização do Controlo Postural”, pelo que todas as questões éticas foram previamente avaliadas e aprovadas pela Comissão de Ética da ESTSP, bem como o pedido de autorização à Presidência da ESTSP e ao diretor do Centro de Estudos de Movimento e Atividades Humana (CEMAH) para a utilização das instalações e dos materiais.

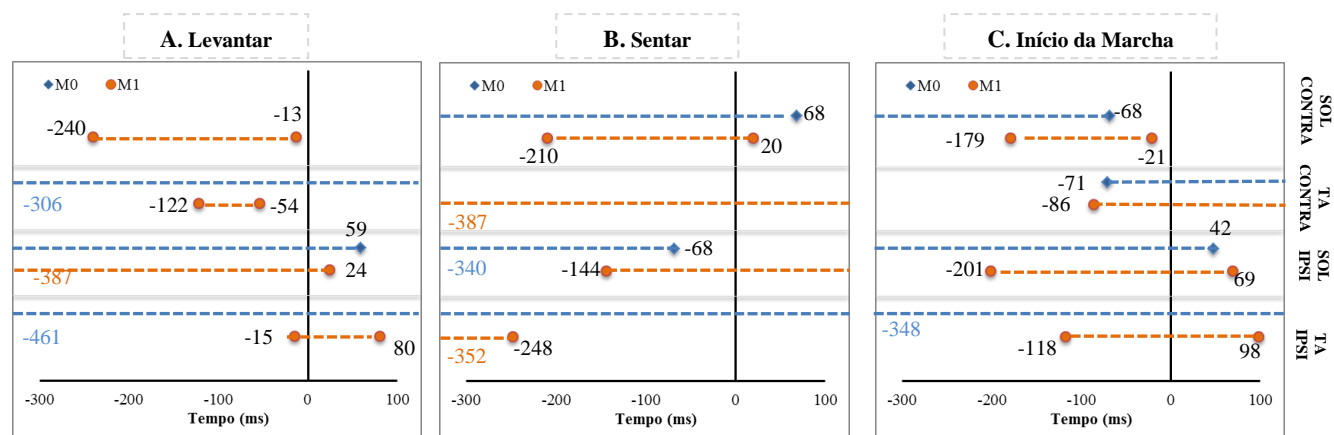
De acordo com a Declaração de Helsínquia, todos os sujeitos consentiram voluntariamente a sua participação neste estudo (Anexo A). Foram informados e esclarecidos acerca dos objetivos e garantida a privacidade e confidencialidade dos dados.

3 Resultados

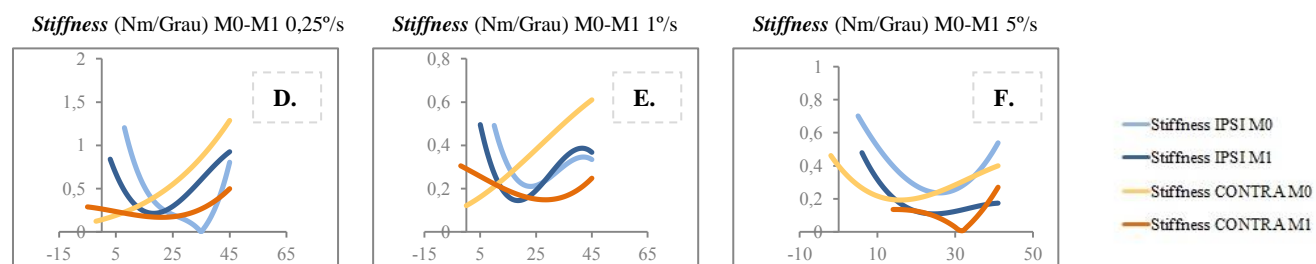
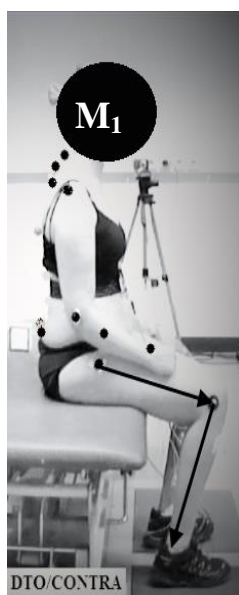
As figuras seguintes (da fig. 7 à fig. 11) incluem os resultados obtidos para cada participante em estudo nos dois momentos de avaliação, M0 e M1. Em cada uma são apresentados os dados relativos aos tempos de inibição dos músculos solear e aos tempos de ativação dos músculos tibial anterior nas tarefas funcionais levantar, sentar e início da marcha (gráficos A, B e C), os resultados relativamente ao comportamento do stiffness (gráficos D, E e F) assim como os resultados observacionais nos conjuntos posturais sentado e em pé (o momento de avaliação a que correspondem está identificado na própria imagem).



Figura 7: Resultados observacionais, tempos de inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e de ativação do TA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências e valores de *stiffness* (Nm/grau), correspondentes ao indivíduo A entre M0 e M1.



No membro CONTRA verifica-se uma modificação no tempo de inibição do SOL em todas as tarefas e no tempo de ativação do TA na tarefa A; no membro IPSI há uma alteração do tempo do SOL na tarefa C e do TA nas tarefas A e C. O *stiffness* diminuiu de forma geral nos dois membros, principalmente nas amplitudes intermédias do movimento (Gráficos D, E e F).

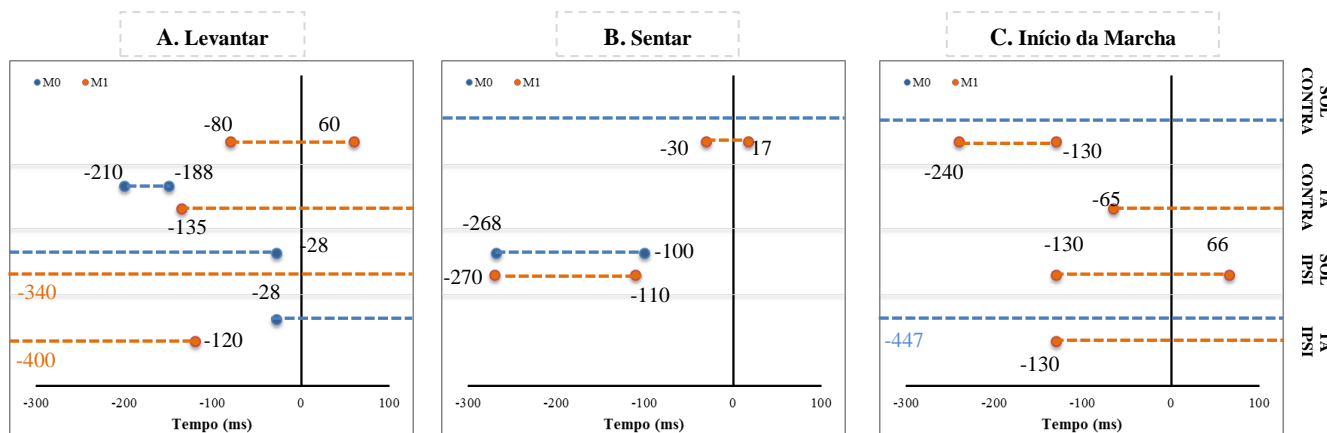


*Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s.

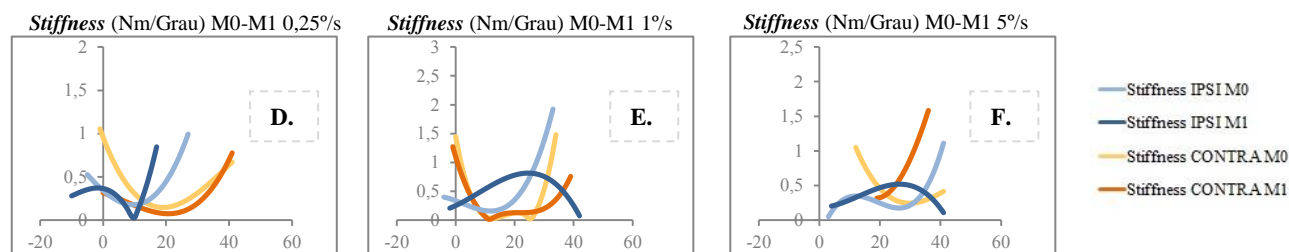




Figura 8: Resultados observacionais, tempos de inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e de ativação do TA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências e valores de *stiffness* (Nm/graú), correspondentes ao indivíduo B entre M0 e M1.



O SOL CONTRA apresenta modificação no tempo de inibição em todas as seqüências e o SOL IPSI nas seqüências B e C. O *stiffness* aponta para uma diminuição entre M₀ e M₁. No membro IPSI nas velocidades 1 e 5, e nas amplitudes extremas (Gráficos E e F); no CONTRA mais notória nas amplitudes intermédias (Gráficos D, E e F).

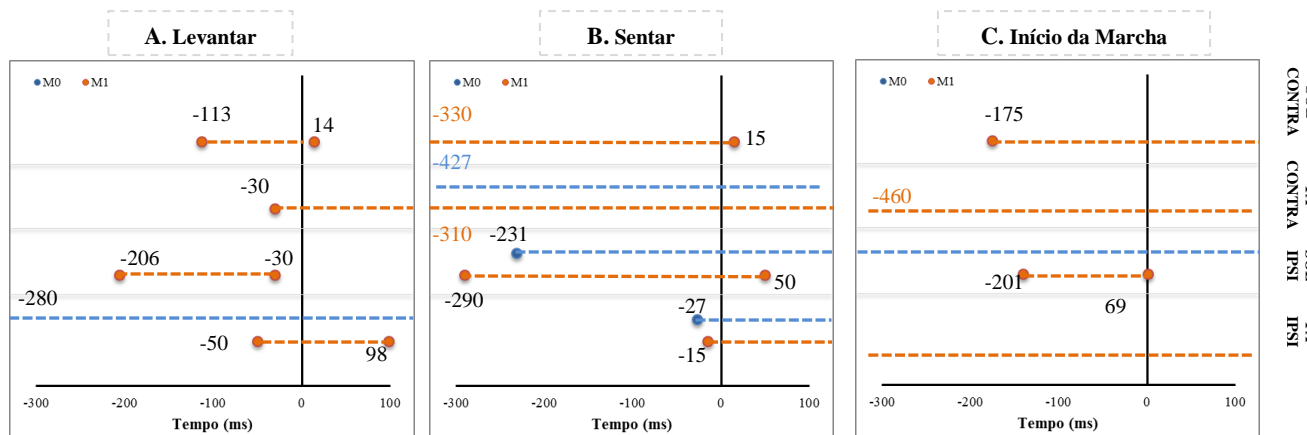


*Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s.

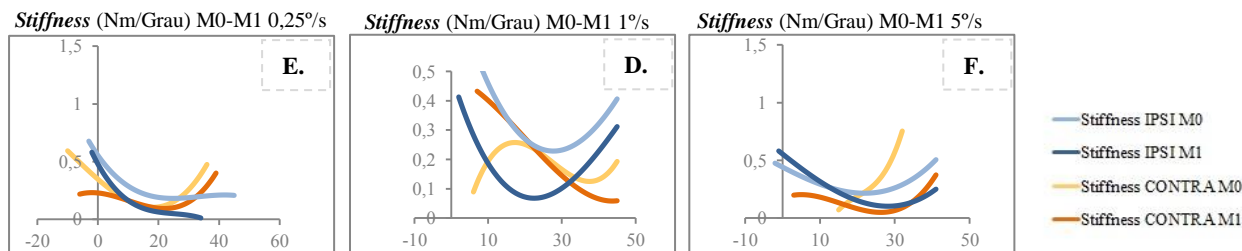




Figura 9: Resultados observacionais, tempos de inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e de ativação do TA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências e valores de *stiffness* (Nm/grau), correspondentes ao indivíduo C entre M0 e M1.



O SOL CONTRA apresenta modificação do tempo de inibição na tarefa A, tal como o SOL IPSI nas tarefas A e C. O TA IPSI modificou o seu tempo de ativação na tarefa A. Verifica-se uma diminuição do *stiffness* entre os dois momentos, no membro CONTRA na vel.1 mais evidente nas amplitudes intermédias (Gráfico E) e no IPSI nas velocidades 0,25 e 1 (Gráficos D e E).



*Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s.

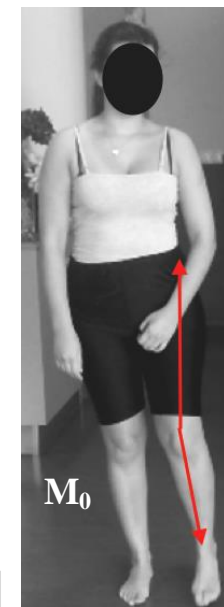
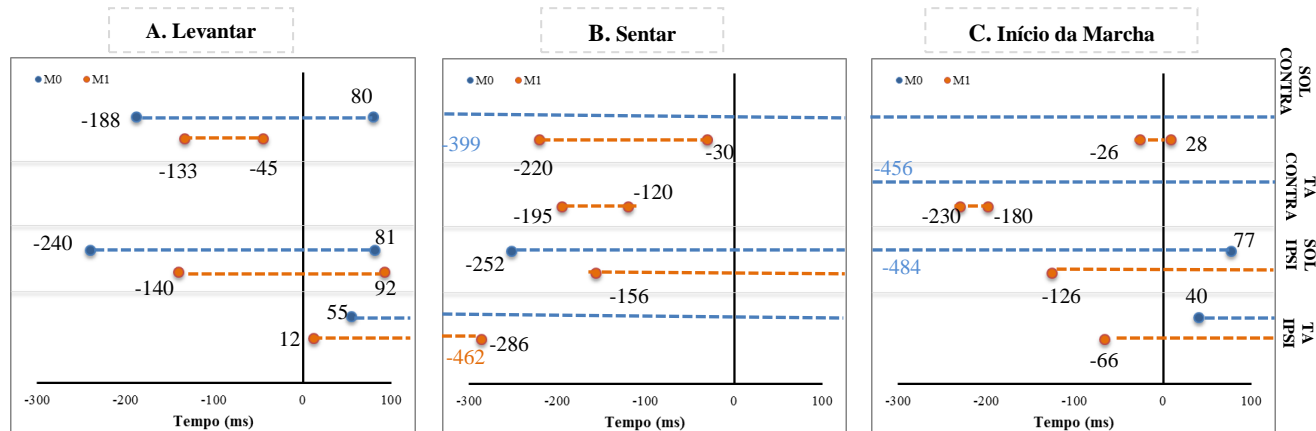
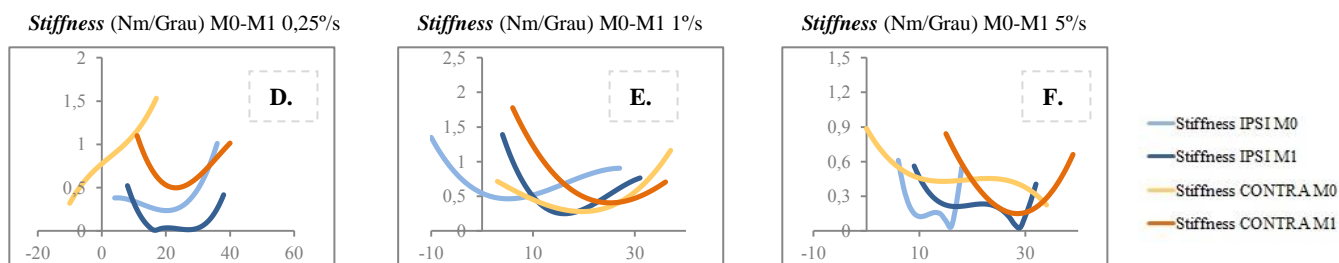
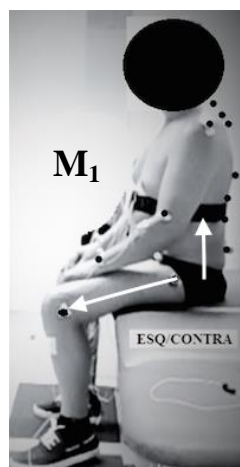




Figura 10: Resultados observacionais, tempos de inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e de ativação do TA (CONTRA e IPSI) nas respectivas sequências e valores de *stiffness* (Nm/grau), correspondentes ao indivíduo D entre M0 e M1.



No membro CONTRA verifica-se uma modificação em todos os músculos em todas as tarefas, à exceção do TA na tarefa A. O comportamento do *stiffness* aponta para uma diminuição global que no membro IPSI é mais evidente nas velocidades 0,25 e 1 (Gráficos D e E).

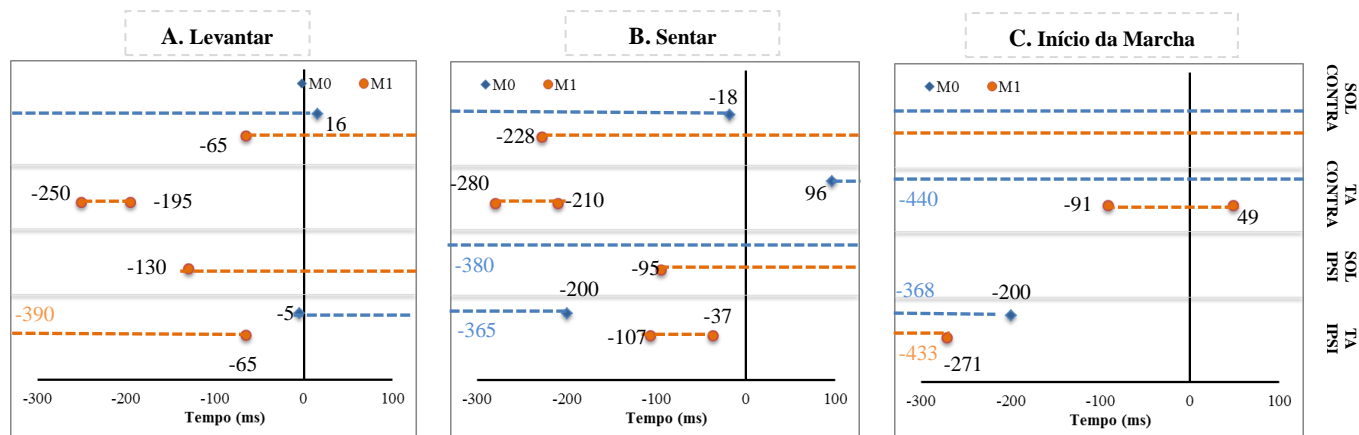


*Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s.

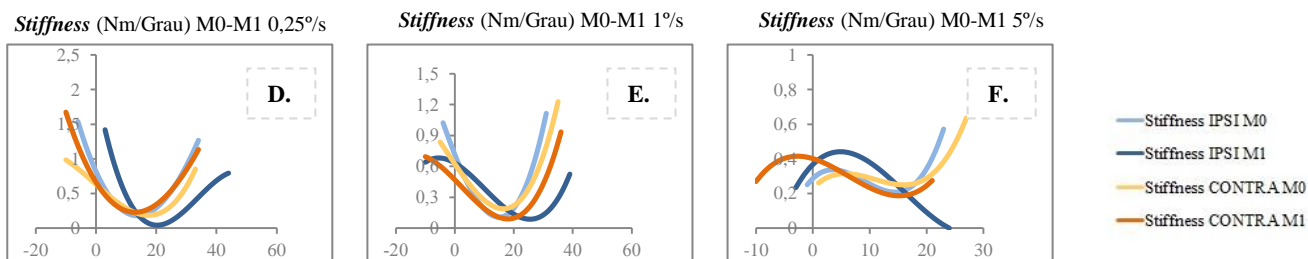




Figura 11: Resultados observacionais, tempos de inibição do SOL (CONTRA e IPSI) e de ativação do TA (CONTRA e IPSI) nas respectivas seqüências e valores de *stiffness* (Nm/grau), correspondentes ao indivíduo E entre M0 e M1.



No TA CONTRA observa-se uma modificação em todas as tarefas assim como o TA IPSI na tarefa B. O *stiffness* diminuiu em todas as velocidades, mais nas amplitudes intermédias do movimento.



*Legenda: *Stiffness* IPSI - valores de *stiffness* no lado ipsilateral à lesão; *Stiffness* CONTRA – valores de *stiffness* no lado contralateral à lesão; M0 – avaliação inicial; M1 – avaliação final; 5 – velocidade 5°/s; 1 – velocidade 1°/s; 0,25 – velocidade 0,25°/s.



4 Discussão

O propósito deste estudo de séries de casos foi apresentar as modificações ocorridas nos tempos de inibição dos músculos solear e nos tempos de ativação dos músculos tibial anterior nas sequências de movimento levantar, sentar e início da marcha, dentro da linha temporal dos ajustes posturais antecipatórios (APA's), assim como as alterações no âmbito do comportamento do *stiffness* da articulação tibiotársica, em participantes com Acidente Vascular Encefálico.

A seleção de participantes com possível lesão na conexão neural cortico-reticular, com percurso na cápsula interna, justificou que os problemas identificados no âmbito da avaliação se tenham relacionado essencialmente com as alterações do controlo postural (CP) das grandes articulações e tronco (Shumway-Cook & Woolcott, 2012). Este facto também contribuiu para que as alterações do CP se observassem nas tarefas funcionais de levantar, sentar e início da marcha, pois segundo Kline et al. (2007) e Siriphorn et al. (2015) estas são as tarefas mais complexas e exigentes a nível do CP.

Nestes participantes a presença de alterações do CP concomitantes com alterações do *stiffness* também era exetável já que este resulta da relação integrada entre vários fatores, como propriedades visco-elásticas e articulares, nível de atividade/comprimento muscular assim como do *input* recolhido por vários recetores, nomeadamente recetores cutâneos, fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de Golgi (OTG). (Given, Dewald, & Rymer, 1995; Riemann et al., 2001).

A grande tendência deste estudo, verificada em todos os participantes, foi a modificação do tempo de inibição do solear contralesional em M₁ na tarefa levantar na linha temporal atribuída aos APA's. De facto, o músculo solear necessita de um *input* aferente para regular a sua tensão (Camargo & Fregonesi, 2011; Chen & Zhou, 2011), o que irá permitir um mais adequado tempo de ativação do tibial anterior (Cheng et al., 2004; Khemlani et al., 1999). Este princípio pode eventualmente justificar que a regulação do tempo de ativação do tibial anterior contralesional na mesma tarefa funcional tenha sido a segunda maior tendência verificada neste estudo, em 4 dos 5 participantes.

Apesar de não ser possível inferir acerca de uma tendência no membro ipsilesional, verificou-se em todos os participantes modificações em M₁ neste membro, principalmente nas tarefas levantar e início da marcha. Dada a escassez de informação literária acerca das alterações neste membro após um acidente vascular encefálico estes resultados podem,

possivelmente, demonstrar a importância de reportar as modificações a nível dos tempos de inibição e ativação muscular no membro ipsilesional, no âmbito das alterações do CP.

Crenna & Friggo (1991) incluem no seu estudo as sequências de movimento aqui seleccionadas e afirmam que antes do início do movimento a relação entre solear e tibial anterior funciona como uma sinergia pertencente a um programa motor único, essencial para o CP necessário para iniciar qualquer tarefa. Este facto pode justificar que em 3 dos participantes a modificação do tempo de inibição do solear em M_1 tenha sido acompanhada pelo tempo de ativação do tibial anterior.

Embora não tenha sido contemplado como objetivo deste estudo, visualmente é possível identificar que em M_1 todos os participantes demonstraram um período de inibição/ativação muscular dentro dos APA's quando em M_0 estes mesmos músculos não sofriam qualquer modificação nesta linha temporal.

A questão que se coloca após análise dos tempos de inibição dos músculos solear e ativação dos músculos tibial anterior relaciona-se diretamente com a limitação reconhecida neste estudo. Não será pertinente questionar se as mudanças que ocorreram no intervalo de tempo de -1s a -450ms se tratam de ajustes posturais prévios (EPA's)? De facto, os participantes A, C e D apresentaram tempos ajustados a esta linha temporal que antecede o início do movimento. Por outro lado, o facto de o cálculo da atividade muscular basal ter sido realizado dentro da linha temporal atribuída aos EPA's, não pode ter influenciado, de alguma forma, estes resultados? Já há autores que afirmam que os EPA's são responsáveis pela modulação da magnitude/intensidade muscular enquanto os APA's pelo tempo/frequência da ativação muscular (Klous et al., 2012; Krishnan, 2012).

Neste estudo as modificações observadas também permitiram inferir acerca das alterações do *stiffness* no sentido da diminuição, de um modo global, em todos os participantes. No entanto, e apesar de se esperar uma evolução no mesmo sentido das duas componentes do CP, nenhum dado permite realmente estabelecer uma relação diretamente proporcional entre ambas.

A coerência dos resultados nos membros contralesional e ipsilesional pode ser fundamentada com base nas estratégias de intervenção adequadas a cada participante, das quais se salientam as estratégias de ativação que foram dirigidas para a modificação do CP (Medina & Coslett, 2010) e às quais foi dado ênfase neste processo. A seleção de conjuntos posturais com exposição à gravidade permitiram, eventualmente, o *input* propriocetivo de carga nas grandes articulações e pés, que pode ter sido responsável pela conexão neuronal

entre o cerebelo e a formação reticular, com repercussões na capacidade dos músculos posteriores da perna se organizarem na regulação da tensão face à necessidade de alongamento inerente às sequências estudadas.

O *input* aferente, a tarefa e o contexto são fatores primários influenciadores da neuroplasticidade no sentido da sua reorganização (Richards, Stewart, Woodbury, Senesac, & Cauraugh, 2008), que é potenciada pelo movimento, na sua perspetiva sensoriomotora e propriocetiva. Neste contexto, o *input* permitiu ao SNC organizar o seu *output* traduzindo-se numa mais organizada atividade muscular, com repercussões nas sub-fases mais pré-indicativas do controlo postural das sequências de movimento levantar, sentar e início da marcha, bem como na reorganização do *stiffness*.

5 Conclusão

Foi possível reportar modificações nos tempos de inibição dos músculos solear e nos tempos de ativação dos músculos tibial anterior na linha temporal atribuída aos APA's, no entanto mais significativas no membro contralesional na tarefa levantar. Em todos os participantes o *stiffness* sofreu alterações no sentido da diminuição entre os dois momentos de avaliação.

6 Agradecimentos

A todos os participantes que, embora no anonimato, prestaram uma contribuição fundamental para que este estudo fosse possível.

À Professora Doutora Augusta Silva agradeço toda a disponibilidade, apoio e constante partilha de conhecimento que foram imprescindíveis para a concretização deste trabalho.

7 Referências Bibliográficas

- Aquino, C. F., Gonçalves, G. G., Fonseca, S. T., & Mancini, M. C. (2004). Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esporte*, 12(4).
- Aruin, A. (2002). The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control* 12:1 31-37.
- Aruin, A, Shiratori, T. (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting: The effects of different leg supports. *Experimental Brain Research* 151:1 46-53.
- Ashford, S., & De Souza, L. (2000). A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. *Physiother Res Int*, 5(2), 111-128.

- Billot, M., Simoneau, E., Van Hoecke, J., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, 41(4), 511-518. doi:10.1002/mus.21530
- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., Ko, M., & Marjama-Lyons, J. (2005). Changes in distal muscle timing may contribute to slowness during sit to stand in Parkinsons disease. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 112-117. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.08.002.
- Blackburn, J. T., Padua, D. A., Riemann, B. L., & Guskiewicz, K. M. (2004). The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(6), 683-691.
- Burnett, David R., Campbell-Kyureghyan, Naira H., Cerrito, Patricia B., & Quesada, Peter M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand- to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 610-615.
- Camargo, M. R., & Fregonesi, C. E. (2011). A importância das informações aferentes podais para o controle postural. *Revista Neurociência*.
- Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314-319. Doi: S0003-9993(08)01500-1 [pii]10.1016/j.apmr.2008.06.023.
- Carvalho, R. L., & Almeida, G. L. (2008). Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. *Rev Neurocienc*, in press.
- Cenciarini, M., Loughlin, P. J., Sparto, P. J., & Redfern, M. S. (2010). Stiffness and Damping in Postural Control Increase with Age. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 57(2), 267-275.
- Chen, Y. S., & Zhou, S. (2011). Soleus H-reflex and its relation to static postural control. *Gait Posture*, 33(2), 169-178. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.008
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 83(1), 10-16. doi: 10.1097/01.PHM.0000104665.34557.56
- Chou, S. W., Wong, A. M., Leong, C. P., Hong, W. S., Tang, F. T., & Lin, T. H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42-47. doi: 10.1097/01.PHM.0000043769.93584.4D

- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). A eletromiografia, no estudo do movimento humano. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Crenna, P., Frigo, C., (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J. Physiol.* 437, 635–653.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096-1103. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015
- Dessery, Y., Barbier, F., Giller, C., Corbeil, P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait Posture* 33, 550–555.
- Dong, Y., Sharma, V. K., Chan, B. P.-L., Venketasubramanian, N., Teoh, H. L., Seet, R. C. S., . . . Chen, C. (2010). The Montreal Cognitive Assessment (MoCA) is superior to the Mini-Mental State Examination (MMSE) for the detection of vascular cognitive impairment after acute stroke. *Journal of the Neurological Sciences*, 299(1–2), 15-18. doi:10.1016/j.jns.2010.08.051
- Drouin, J., Valovich-mcLeod, T., Shultz, S., Gansneder, B., & Perrin, D. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 22-29. doi: 10.1007/s00421-003-0933-0
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., Mourey, F. (2005). Decreased Trunk Angular Displacement During Sitting Down: An Early Feature of Aging. *Physical Therapy* 85:5 404-412.
- Fimland, M. S., Moen, P. M., Hill, T., Gjellesvik, T. I., Tørhaug, T., Helgerud, J., & Hoff, J. (2011). Neuromuscular performance of paretic versus non-paretic plantar flexors after stroke. *Eur J Appl Physiol*, 111(12), 3041-3049. doi: 10.1007/s00421-011-1934-z.
- Freitas, S., Simões M. R., Martins, C., Vilar, M., Santana I. (2010). Estudos de adaptação do *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA) para a população portuguesa. *Avaliação Psicológica*, 9(3), pp. 345-347.
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport*, 9(1), 16-24.
- Gentho N., Gissot A.S., Froger J., Rougier P., Perennou D. (2008). Posturography in patients with stroke: estimating the percentage of body weight on each foot from a single force

- platform. *Stroke*; 39:489.
- Given, J. D., Dewald, J. P., & Rymer, W. Z. (1995). Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 59(3), 271-279.
- Gjelsvik, B. E. B. (2008). *The Bobath concept in adult neurology*: Thieme.
- Gracies, J, Marosszeky, J. E., Renton, R., Sandanam, J., Gandevia, S. C., & Burke, D. (2000). Short-term effects of dynamic lycra splints on upper limb in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 81: 1547- 1555.
- Gracies, J. M. (2005a). Pathophysiology of spastic paresis. 1: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve*, 31(5), 535-551.
- Gracies, J. M. (2005b). Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve*, 31(5), 552-571.
- Gracies, J., Burke, K., Clegg, N. J., Browne, R., Rushing, C., Fehlings, D., Matthews, D., Tilton, A., & Delgado, M. R. (2010). Reliability of the Tardieu Scale for assessing spasticity in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehab*, 91(3): 421-428.
- Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath Concept in contemporary clinical practice. *Top Stroke Rehabil*, 16(1), 57-68.
- Haines, D. E. (2006). *Neurociência Fundamental para aplicações básicas e clínicas* (Elsevier Ed. 3a edição ed.). Rio de Janeiro.
- Haugh, A. B., Pandyan, A. D., & Johnson, G. R. 2006. A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity. *Disabil Rehabil*. 28(15): 899-907.
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 101(6), 511-519.
- Horn ER. (2004). Critical periods in vestibular development or adaptation of gravity sensory systems to altered gravitational conditions? *Archives Italiennes de Biologie*, 142(3):155-174.
- Khemlani, MM, Carr, JH, Crosbie, WJ. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics* 14:4 236-246.
- Kline, T. L., Schmit, B. D., & Kamper, D. G. (2007). Exaggerated interlimb neural coupling following stroke. *Brain*, 130(Pt 1), 159-169. doi:10.1093/brain/awl278
- Klous M, Mikulic P, Latash ML. (2012). Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *J Electromyogr Kinesiol*. 22:110–116. [PubMed: 22142740]

- Kollen, B. J, Sheila Lennon, Bernadette Lyons, Laura Wheatley-Smith, Mark Scheper, Jaap H. Buurke, . . . and Gert Kwakkel (2009). The Effectiveness of the Bobath Concept in Stroke Rehabilitation: What is the Evidence? *Stroke* is published by the American Heart Association doi: 10.1161/STROKEAHA.108.533828.
- Krishnan V, Aruin AS, Latash ML. (2011). Two stages and three components of postural preparation to action. *Exp Brain Res*. 212:47–63. [PubMed: 21537967]
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(3), 351-358.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture*, 15(3), 244-255.
- Leite, D. X., Vieira, J. M., Carvalhais, V. O., Araújo, V. L., Silva, P. L., & Fonseca, S. T. (2012). Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Rev Bras Fisioter*, 16(5), 414-421.
- Levin M.F., Panturin E. (2011) Sensorimotor integration for functional recovery and the Bobath approach. *Motor Control*, 15(2), 285-301.
- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*, 545(Pt 3), 1041-1053.
- Lorentzen, J., Grey, M. J., Crone, C., Mazevet, D., Biering-Sørensen, F., & Nielsen, J. B. (2010). Distinguishing active from passive components of ankle plantar flexor stiffness in stroke, spinal cord injury and multiple sclerosis. *Clin Neurophysiol*, 121(11), 1939-1951. doi: 10.1016/j.clinph.2010.02.167.
- Luke, C., Dodd, K. J., & Brock, K. (2004). Outcomes of the Bobath concept on upper limb recovery following stroke. *Clin Rehabil*, 18(8), 888-898.
- Matsuyama, K., Mori, F., Nakajima, K., Drew, T., Aoki, M., Mori, S. (2004). Locomotor role of the corticoreticular–reticulospinal–spinal interneuronal system. In: Shigemi Mori, D.G.S., Mario, W. (Eds.), *Progress in Brain Research*. Elsevier, London, pp. 239–249.
- Medina, J., & Coslett, H. B. (2010). From maps to form to space: touch and the body schema. *Neuropsychologia*, 48(3), 645-654. doi:10.1016/j.neuropsychologia.2009.08.017
- Miller, D. M., Klein, C. S., Suresh, N. L., & Rymer, W. Z. (2014). Asymmetries in vestibular evoked myogenic potentials in chronic stroke survivors with spastic hypertonia: Evidence for a vestibulospinal role. *Clinical Neurophysiology*, 125(10), 2070-2078.

- Montgomery, P. C., & Connolly, B. H. (2003). *Clinical Applications for Motor Control*. Slack Incorporated.
- Nag, P., Nag, A., Vyas, H., Shukla, P.S. (2011). Influence of footwear on stabilometric dimensions and muscle activity. *Footwear Sci.* 3 (3), 179–188.
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation* (Wiley-Blackwell Ed.): John Wiley & Sons.
- Richards, L. G., Stewart, K. C., Woodbury, M. L., Senesac, C., & Cauraugh, J. H. (2008). Movement-dependent stroke recovery: a systematic review and meta-analysis of TMS and fMRI evidence. *Neuropsychologia*, 46(1), 3-11. doi:10.1016/j.neuropsychologia.2007.08.013
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., & Lephart, S. M. (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *J Athl Train*, 36(4), 369-375.
- Ruget, H, Blouin, J, Teasdale, N, Mouchnino, L. (2008). Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? *Neuroscience* 155:3 640-648.
- Rydahl, S. J., & Brouwer, B. J. (2004). Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors: a validation of Myotonometer measurements. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10), 1631-1637.
- Santos, C. I., Cabri, J. M. H., & Pascoalinho, J. (2002). Contributo para a adaptação e validação à realidade portuguesa do instrumento de medida “Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke”. Escola Superior de Saúde de Alcoitão.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor Control. Translating Research into Clinical Practice* (L. W. a. Wilkins Ed. fourth edition ed.). USA.
- Silva, A., Sousa, A.S.P., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J.M.R.S., Santos, R., Sousa, F. (2012). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs healthy subjects.
- Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J.M., Santos, R., Sousa, F. (2013). Soleus activity in post-stroke subjects: Movement sequence from standing to sitting. *Somatosensory and Motor Research*, 30(1), 48–55.
- Siriphorn, A., Chamonchant, D., & Boonyong, S. (2015). The effects of vision on sit-to-stand movement. *J Phys Ther Sci*, 27(1), 83-86. doi:10.1589/jpts.27.83
- Slijper, H., Latash, M., Rao, N., & Aruin, A. (2002). Task-specific modulation of anticipatory

- postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 113, 642-655.
- Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review.
- Svantesson, U., Takahashi, H., Carlsson, U., Danielsson, A., & Sunnerhagen, K. S. (2000). Muscle and tendon stiffness in patients with upper motor neuron lesion following a stroke. *Eur J Appl Physiol*, 82(4), 275-279.
- Teasell, R., Foley, N., Pereira, S., Sequeira, K., & Miller, T. (2012). Evidence to practice: botulinum toxin in the treatment of spasticity post stroke. *Top Stroke Rehabil*, 19(2), 115-121.
- Turns, L. J., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationships Between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1127-1135. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.05.027>
- Vattanasilp, W., Ada, L., & Crosbie, J. (2000). Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 69(1), 34-39.
- Venturini, C., André, A., & Aguilá, B. P. (2006). Confiabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. *Ata Fisiátrica* (pp. 39-43).
- Volpe, R. D., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*. Elsevier.
- Wagner, J. M., Dromerick, A. W., Sahrman, S. A., & Lang, C. E. (2007). Upper extremity muscle activation during recovery of reaching in subjects with post-stroke hemiparesis. *Clinical neurophysiology*, 118(1), 164-176.
- Westlake, K. P. & Nagarajan, S. S., (2011). Functional connectivity in relation to motor performance and recovery after stroke. *Frontiers in Systems Neuroscience: review article*. Doi: 10.3389/fnsys.2011.00008.
- Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. B. (2013). Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are

difficult to distinguish clinically from spasticity. Dev Med Child Neurol, 55(7), 617-623.

8 Anexos

Declaração de Consentimento Informado

Conforme a lei 67/98 de 26 de Outubro e a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008)

Designação do Estudo: “Organização do controlo postural em indivíduos após AVE – Acidente Vascular Encefálico”.

Eu, abaixo-assinado _____ compreendi a explicação que me foi prestada que versou os objetivos, os métodos e o eventual desconforto do estudo em que serei incluído. Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato. Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este fato. Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Data

Assinatura:

____/____/____

O investigador responsável: _____
(Assinatura)

